

Wpływ sposobu modelowania na wynik obliczeń w numerycznym modelu żuchwy

Jacek Świniarski¹, Marcin Kozakiewicz², Tadeusz Niezgodziński³

¹Katedra Wytrzymałości Materiałów i konstrukcji, Politechnika Łódzka,

²Klinika Chirurgii Szcękowo-Twarzowej, Uniwersytet Medyczny w Łodzi,

Zakład Mechaniki i Budowy Maszyn, Państwowa Wyższa Szkoła Zawodowa we Włocławku,

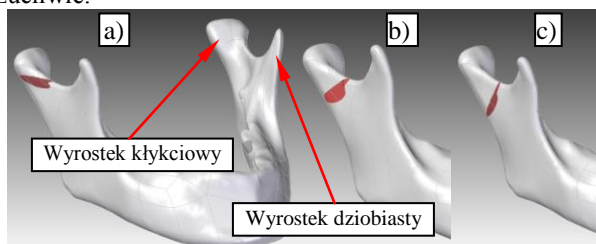
email: jacek.swiniarski@p.lodz.pl, mm_kk@toya.net.pl, tadeusz.niezgodziński@p.lodz.pl

STRESZCZENIE: Biomechanika jest nauką która bazuje na doświadczeniach nie tylko inżynierów mechaników i materiałoznawców ale również lekarzy, którzy swoje doświadczenia zawodowe starają się ubrać w opis słowny niekoniecznie zgodny z mechanicznym. Stąd połączenie obu nauk i doświadczeń obu grup zawodowych jest bardzo cenne. Współpraca taka funkcjonuje od lat czego owocem są nowe technologie i konstrukcje biomechaniczne które są znacznie lepsze od stosowanych dotychczas. W pracy przedstawione zostaną wyniki obliczeń numerycznych w wykorzystaniem MES żuchwy po złamaniu „wysokim” zespolonych za pomocą tytanowych śrub chirurgicznych. Lekarz stomatolog może uszkodzony układ zespolic jedną dwiema lub trzema śrubami. Wybór ilości śrub podyktowany jest stopniem skomplikowania złamania a także dostępnym miejscem. Do dyspozycji ma również różne średnice śrub od 1,5 do 2 mm średnicy zewnętrznej gwintu. Śruba taka umieszczana jest we wstępnie nawierconym otworze i dociągnięta określonym momentem.

SŁOWA KLUCZOWE: biomechanika, model MES złamania żuchwy, modelowanie materiałów kości, modelowanie obciążeń biomechanicznych

1. Wstęp

Żuchwa może ulec złamaniu w zasadzie tylko w efekcie zdarzenia losowego jakim jest wypadek drogowy lub na skutek działania uderzenia poprzecznego do twarzy człowieka. Najczęstszym złamaniem jest złamanie guzka kłykciowego w odcinku pomiędzy wyrostkami kłykciowym i dziobiastym rys.1. Złamania takie dzielimy na wysokie (w obrębie główki żuchwy) rys. 1a, średnie około 10 mm poniżej rys. 1b oraz niskie około 20 mm poniżej wysokich rys 1c. Ze względu na małą objętościowo ilość kości główki najtrudniejszym klinicznie jest złamanie wysokie. W pracy przedstawione zostaną wyniki obliczeń dla wybranego przypadku złamania górnego zespolonego za pomocą śrub ortopedycznych o średnicy 2 mm. Model żuchwy otrzymano jako skan z tomografii komputerowej. W żuchwie wyróżniono istotę korową zwaną również kością zbitą lub kością korową oraz istotę gąbczastą, której struktura przypomina raczej twardą gąbkę niż kość. W obrębie jednego organizmu jakim jest człowiek przyjmuje się do obliczeń, że własności kości korowej są stałe w całej objętości człowieka. Oznacza to że do wyznaczenia własności mechanicznych przyjmuje się kość udową i na niej wyznacza własności w próbie rozciągania lub ściskania. W pracy przyjęto założenie że materiał istoty korowej jak i gąbczastej jest jednorodny i izotropowy. Trwają obecnie dyskusje nad zmianą modelu izotropowego na ortotropowy a zwłaszcza nad orientacją osi ortotropii w żuchwie.

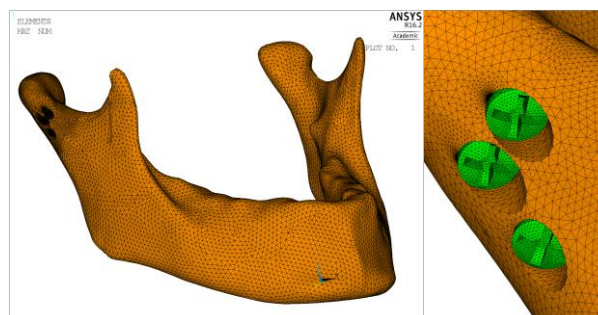


Rys. 1 Model 3D żuchwy. a) złamanie wysokie, b) średnie, c) niskie

2. Model MES

Na podstawie pomiarów śruby ortopedycznej przygotowano model 3D który posłużył do modelowania zespolenia złamania. Obliczenia wykonano w systemie MES ANSYS v16.2. Do dyskretyzacji wykorzystano elementy typu tetrahedron z węzłami pośrednimi. Pomiędzy śrubą a obiema częściami złamanej żuchwy zdefiniowano zadanie kontaktowe. W żuchwie otwór wykonywany jest ze średnicą nominalną wymiaru zewnętrznego śruby. W oderwanym wyrostku kłykciowym wykonuje się otwór o średnicy o 0.2 mm mniejszej niż średnica rdzenia śruby. Różnica pomiędzy średnicą otworu a średnicą rdzenia śruby została zdefiniowana jako parametr kontaktu. Śruby dokręcane są momentem 30 Ncm. Moment dokręcenia śruby został zamodelowany poprzez izotropowe własności materiałowe (moduł Younga, liczba Poissona) oraz odpowiednie ortotropowe własności termiczne tak aby skurcz śruby odbywał się tylko w kierunku osi śruby.

Zadanie zostało określone na 4 mln stopni swobody.



Rys. 2 Model MES żuchwy wraz z widocznymi śrubami zespajającymi złamanie

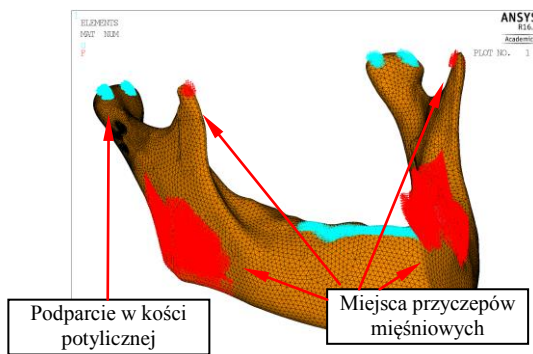
3. Własności materiałowe oraz warunki brzegowe

Jak wspomniano wcześniej do obliczeń numerycznych wykorzystano izotropowy model sprężysty zarówno dla kości korowej gąbczastej jak i materiał śrub został zdefiniowany w taki sposób. Własności materiałowe przyjęte zestawiono w tabeli 1. Dla kości gąbczastej i korowej własności zostały przyjęte na podstawie

literatury. Stop tytanowy z którego wykonywane są śruby do zespolen zbadano i wielkości otrzymane z badań przyjęto do obliczeń. Warunki brzegowe w postaci przemieszczeń odebrania odpowiednich przemieszczeń zostały zdefiniowane w miejscach anatomicznych połączeń zuchwy z panewką kości potylicznej. Obszary te zostały przedstawione na rysunku 3. Takie podparcie stanowi przeszywnienie konstrukcji jednakże w chwili obecnej wielkość zadania została ograniczona ze względu na moc obliczeniową stacji. Obciążenia zuchwy w postaci sił zostały przyłożone w miejscach anatomicznych przyczepów mięśniowych. Wielkości i orientacje sił korespondujące ze stanem maksymalnego napięcia mięśni zostały przyjęte literaturowo. Zadanie kontaktowe w złamaniu zostało określone poprzez współczynnik tarcia. Złamanie zostało zdefiniowane jako płaszczyzna. Póki co nie ma zdefiniowanych kształtów pęknięć a autorzy ograniczyli się jedynie do złamania płaskiego.

Tabela 1. Stałe materiałowe

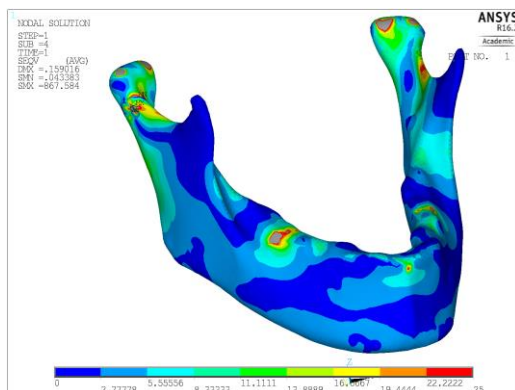
Materiał	E [GPa]	ν [-]	G [GPa]
Kość korowa	14	0,2	5,8
Kość gąbczasta	0.5	0,39	0,18
Tytan	140	0,30	53,8



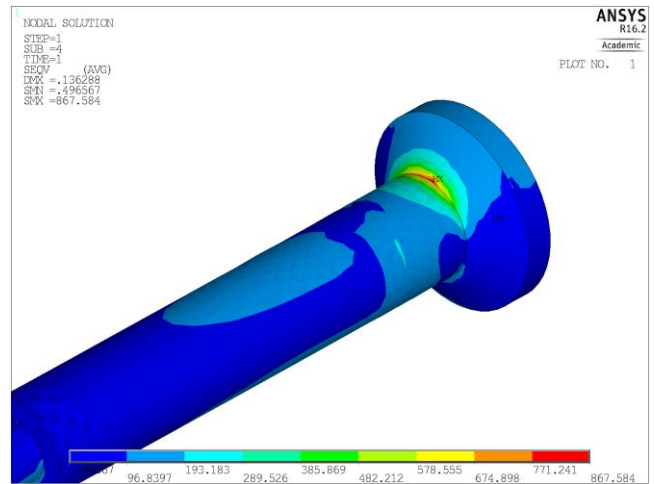
Rys. 3 Model MES wraz z warunkami brzegowymi.

4. Wyniki obliczeń numerycznych

Wyniki obliczeń numerycznych zostały przedstawione w postaci map naprężeń zredukowanych i przemieszczeń korespondujących z kierunkami działania sił. Poniżej przedstawiono wybrane mapy naprężeń zredukowanych w kości korowej rys. 4 oraz śrubie rys. 5.



Rys. 4 Rozkład naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera-Misesa w kości korowej



Rys. 5 Rozkład naprężeń zredukowanych wg hipotezy Hubera- Misesa w kości

5. Podsumowanie

Wybór rodzaju zespolenia, ilości śrub z punktu widzenia pacjenta jest sprawą bardzo istotną. Choć wybór ten ważny jest jedynie w okresie pierwszych dwóch tygodni po zespoleniu pozwala lekarzowi na podstawie obliczeń wybrać rozwiązanie zespolenia znając jego ograniczenia w zależności od rodzaju złamania i stanu kości. Przedstawione wybrane zagadnienie jest kolejnym etapem prac prowadzonych wspólnie z Uniwersytetem Medycznym w Łodzi nad zespoleniami złamań.

Literatura

- [1] A. Ramos, A. Completo, C. Relvas, M. Mesnard, J.A. Simões *Straight, semi-anatomic and anatomic TMJ implants: The influence of condylar geometry and bone fixation screws*, Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery 39 (2011) 343-350
- [2] Krone R., Schuster P., *An Investigation on the Importance of Material Anisotropy in Finite-Element Modeling of the Human Femur* ., 2006-01-0064
- [3] Jhon A., Kokot G., Makowski P., *Okreslenie parametrów materiałowych kości beleczkowej na podstawie symulacji na poziomie mikroskopowym.*, Modelowanie Inżynierskie 43, s. 85-90, Gliwice
- [4] Kozakiewicz M., Swiniarski J., *"A" shape plate for open rigid internal fixation of mandible condyle neck fracture.*, Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 42(6) · January 2013